

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский ядерный университет
МИФИ»
(НИЯУ МИФИ)

УДК 53-05

ОТЧЁТ
О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ
ПРИМЕНЕНИЕ СЦИНТИЛЛЯТОРОВ ДЛЯ
ИССЛЕДОВАНИЙ В ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЕ

Научный руководитель:

к.ф.-м.н., доц.

_____ А. В. Гробов

Научный консультант:

_____ Г. Д. Долганов

Выполнил:

_____ Д. Д. Кандыбин

Москва 2020

Содержание

Содержание	1
Введение	2
1 Литературный обзор	4
1.1 Сцинтилляторы	4
1.2 SIPM	7
1.3 xTDC4	11
2 Выполнение	15
2.1 Работа с xTDC4	15
2.2 Моделирование в GEANT4	22
3 Заключение	24
Список использованных источников	25

Цель работы

Целью работы является получение практических навыков работы с платой xTDC4, а также измерение временных характеристик сцинтилляторов для будущего использования их в медицине.

Введение

Физика элементарных частиц в наши дни - одно из ключевых направлений в исследованиях, ведь область их применения безумно широка. Одной из этих областей является медицина, значимость развития которой не требует доказательств.

Классическим примером применения физики элементарных частиц в медицине является позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ). Данное направление является крайне важным, и усовершенствование этого метода исследования внутренних органов человека или животного – реальная задача.

В ПЭТ используются сцинтилляторы, однако материалы сцинтилляторов различны, даже их агрегатное состояние различно, и для определения наиболее подходящего вещества и для проверки эффективности и возможности его использования необходимы правильно поставленные эксперименты, а также оборудование обладающие определенными параметрами.

Актуальной сферой исследований являются времяпролетные ПЭТ (ТОФ-ПЭТ) которые еще 2-3 десятка лет назад не могли конкурировать с ПЭТ-сканерами на основе германата висмута (BGO) из-за сочетания низкой тормозной способности и ограниченного пространственного разрешения (вызванного ограниченной светоотдачей сцинтилляторов). И сейчас сочетание быстрых фотоумножителей, сцинтилляторов с высокой плотностью, современной электроники и больших вычислительных мощностей для реконструкции изображений позволяет внедрять этот принцип в клинические ТОФ-ПЭТ-системы.

Целью проведения данной работы являлось получение навыков по работе с платой xTDC4 и измерение, с ее помощью, временных характеристик веществ, которые могут в дальнейшем использоваться в ПЭТ. Однако из-за невозможности проведения измерений была произведена попытка моделирования установки с сцинтиллятором, а также процессов, которые происходят с ним, используя Geant4[1].

1 Литературный обзор

1.1 Сцинтилляторы

Сцинтилляторами называют вещества, излучающие свет при поглощении ионизирующего излучения (гамма-квантов, электронов, альфа-частиц и т. д.). Как правило, излучаемое количество фотонов для данного типа излучения приблизительно пропорционально поглощённой энергии, что позволяет получать энергетические спектры излучения [2].

Основным применением этих веществ является использование их в сцинтилляционных детекторах ядерных излучений. В таких детекторах свет, излученный при сцинтилляции, собирается на фотоприёмнике, который, как правило, является фотокатодом фотоэлектронного умножителя (ФЭУ), преобразуется в импульс тока, усиливается и записывается той или иной регистрирующей системой.

Характеристики сцинтилляторов

Сцинтилляторы обладают рядом характеристик [3] [4], таких как:

1. Плотность;

Вероятность детектирования гамма-квантов меняется в зависимости от расположения атомов и молекул в сцинтилляторе, по этой причине необходимо учитывать плотности сцинтилляторов.

2. Световыход;

Световым выходом называется число испущенных сцинтиллятором оптических фотонов при поглощении частицы с энергией 1 МэВ. Световой выход связан с числом электрон-дырочных пар, образующихся в кристалле при поглощении ионизирующего излучения. Таким образом, световой выход обратно пропорционален ширине запрещенной

зоны материала:

$$LY \approx \frac{1}{\beta \cdot E_g},$$

где β - эмпирическая константа, принимающая значение от 2 до 3; E_g - ширина запрещенной зоны.

3. Спектр высвечивания;

Спектр высвечивания должен быть по возможности оптимально согласован со спектральной чувствительностью используемого фотоприёмника. Несогласованность по спектру с фотоприёмником негативно сказывается на энергетическом разрешении.

4. Энергетическое разрешение;

Даже при поглощении частиц с одинаковой энергией амплитуда импульса на выходе фотоприёмника сцинтилляционного детектора меняется от события к событию. Это связано:

- со статистическим характером процессов сбора фотонов на фотоприёмнике и последующего усиления;
- с различной вероятностью доставки фотона к фотоприёмнику из разных точек сцинтиллятора;
- с разбросом высвечиваемого числа фотонов.

В результате в статистически накопленном энергетическом спектре линия (которая для идеального детектора представляла бы дельта-функцию) оказывается размытой, и насколько эта линия будет размытой и показывает энергетическое разрешение.

5. Время высвечивания;

Время, в течение которого поглощённая в сцинтилляторе, возбуждённом прохождением быстрой заряженной частицы, энергия преобразу-

ется в световое излучение, называют временем высвечивания, и чем оно меньше - тем лучше. Зависимость интенсивности сцинтилляции от времени с момента поглощения частицы (кривая высвечивания) обычно может быть представлена как убывающая экспонента:

$$I = A \exp -t/\tau,$$

где I - интенсивность свечения люминофора, τ - время затухания люминесценции.

В общем случае, при наличии нескольких характерных времен, интенсивность будет равна сумме экспонент.

6. Радиационная прочность;

Облучаемые сцинтилляторы постепенно деградируют. Доза облучения, которую может выдержать сцинтиллятор без существенного ухудшения свойств, называется радиационной прочностью.

7. Гигроскопичность;

Некоторые сцинтилляторы имеют способность поглощать водяные пары из воздуха, из-за чего структура вещества становится неоднородной, меняются его характеристики и, как следствие, ухудшается энергетическое разрешение детектора.

Использование в ПЭТ

В первых ПЭТ-сканерах в качестве детектора γ -излучения использовался $NaI(Tl)$, однако в настоящее время из-за недостаточно высокого коэффициента ослабления аннигиляционных фотонов и длительного времени высвечивания он применяется редко.

В большинстве ПЭТ-сканеров используются кристаллы BGO ($Bi_4Ge_3O_{12}$ – ортогерманат висмута) и LSO ($Lu_2SiO_5(Ce)$ – ортосиликат лютетия)[5]. Эти кристаллы не гигроскопичны, и поэтому им не требуется герметичная

упаковка. Оба детектора имеют высокие плотность и коэффициент линейного ослабления, но LSO обладает более коротким временем высвечивания (40 нс), чем BGO (300 нс) и более высоким выходом световых фотонов на единицу поглощенной энергии (29 фотонов против 6). Поэтому кристаллы LSO в настоящее время являются предпочтительными для использования в ПЭТ.

Однако энергетическое разрешение у кристалла LSO хуже, чем у BGO. Кроме того, он содержит природный радиоактивный изотоп ^{176}Lu в количестве 2.6 %.

Некоторые производители используют в ПЭТ-сканерах сцинтиллятор GSO ($\text{Gd}_2\text{SiO}_5(\text{Ce})$ – ортосиликат гадолиния), несмотря на его низкий световой выход и меньшую тормозную способность, чем у LSO. Эти кристаллы достаточно хрупкие и поэтому требуют большой осторожности при их изготовлении.

Кристалл BaF_2 обладает рекордным временем высвечивания (0.6 - 0.8 нс), но сцинтиллирует на очень малой длине волны (~ 200 нм), а SiPM, чувствительные к таким длинам волн появились недавно, поэтому фторид бария в ПЭТ пока не применяется, но является перспективным для использования в TOF-ПЭТ.

1.2 SiPM

Свет, воспринимаемый человеческим глазом, обычно состоит из потока фотонов, которые создают определенную яркость. С уменьшением яркости светового потока фотоны начинают отделяться друг от друга. Метод счета фотонов позволяет измерить световые потоки низкой освещенности путем подсчета числа фотонов. Фотоэлектронные умножители и лавинные фотодиоды являются наиболее распространенными детекторами для счета фотонов.

Кремниевый фотоумножитель (SiPM) представляет собой микропик-

сельный лавинный фотодиод, работающий в гейгеровском режиме и предназначенный для счета фотонов. Каждый пиксель SiPMa создает импульсный выходной сигнал при обнаружении единичного фотона. Характерный размер ячейки составляет порядка 30–100 мкм. Плотность упаковки матрицы — 100–1000 ячеек/мм²[6]. Общий выходной сигнал кремниевого фотоумножителя представляет собой сумму выходных сигналов с каждого пикселя. Кремниевые фотоумножители обладают высокой эффективностью регистрации необходимой для счета фотонов и используются в различных применениях, в которых требуется детектирование очень слабых световых сигналов на уровне единичных фотонов.

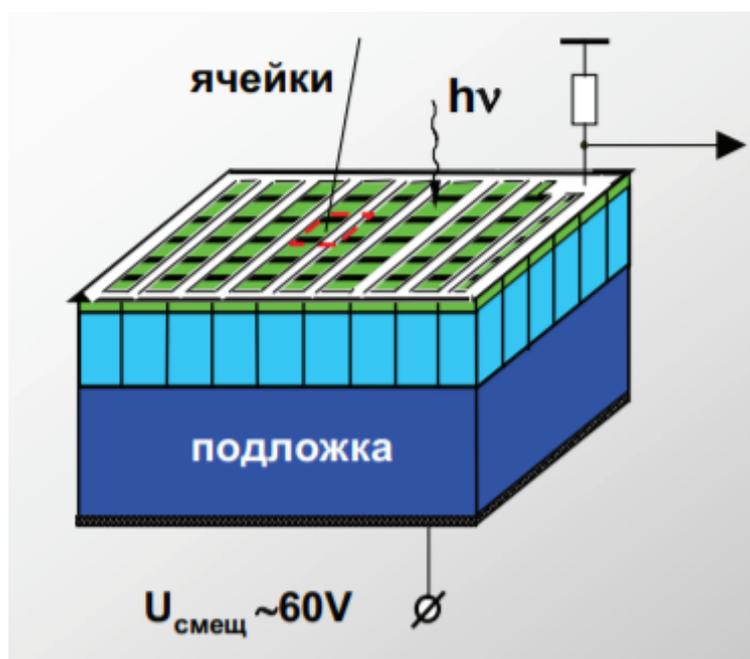


Рисунок 1 – Схема SiPM

Кремниевые фотоумножители обеспечивают превосходную обнаружительную способность для счета фотонов. Подключив SiPM к усилителю, на экране осциллографа можно увидеть четкие сигналы в зависимости от количества фотонов (Рисунок 3). Тот факт, что отдельные пики четко выражены и различимы друг от друга говорит о том, что существует минимальная вариация между коэффициентами усиления отдельных пикселей, из которых состоит кремниевый фотоумножитель.

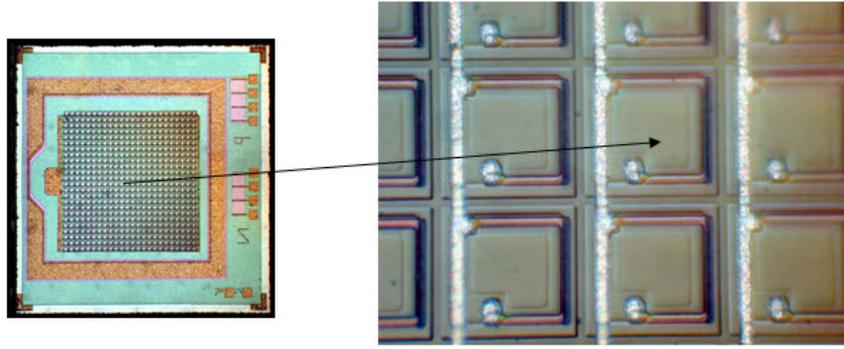


Рисунок 2 – Ячейки SiPM

При попадании фотона на активную область фотодиода выходной сигнал с каждого пикселя постоянен и не зависит от числа падающих фотонов. Это означает, что каждый пиксель фотодиода позволяет получить информацию о том, попал ли на него фотон, и в дальнейшем, получить информацию об их количестве. Гасящий резистор (добавочное сопротивление) присоединен к каждому пикселю и позволяет выходному току протекать через него. Поскольку все пиксели фотодиода соединены в один считывающий канал, то выходные импульсы с пикселей суммируют друг друга, создавая большой импульс. Измеряя высоту или электрический заряд этого импульса Q_{out} , можно определить количество фотонов детектируемых кремниевым ФЭУ. [7]

$$Q_{out} = C \cdot (U_r - U_{br}) \cdot N_f,$$

где C - емкость одного пикселя, U_r - обратное напряжение, U_{br} - напряжение пробоя, N_f - число пикселей фотодиода, которые детектируют фотоны.

Характеристики SiPMов

Эффективность регистрации фотонов ε (основная характеристика фотоприемника) — это вероятность того, что падающий на фотоприемную площадку SiPM фотон будет зарегистрирован. Эту величину можно определить, как [6]:

$$\varepsilon = \frac{\langle N_{ячеек} \rangle}{\langle N_{фотонов} \rangle},$$

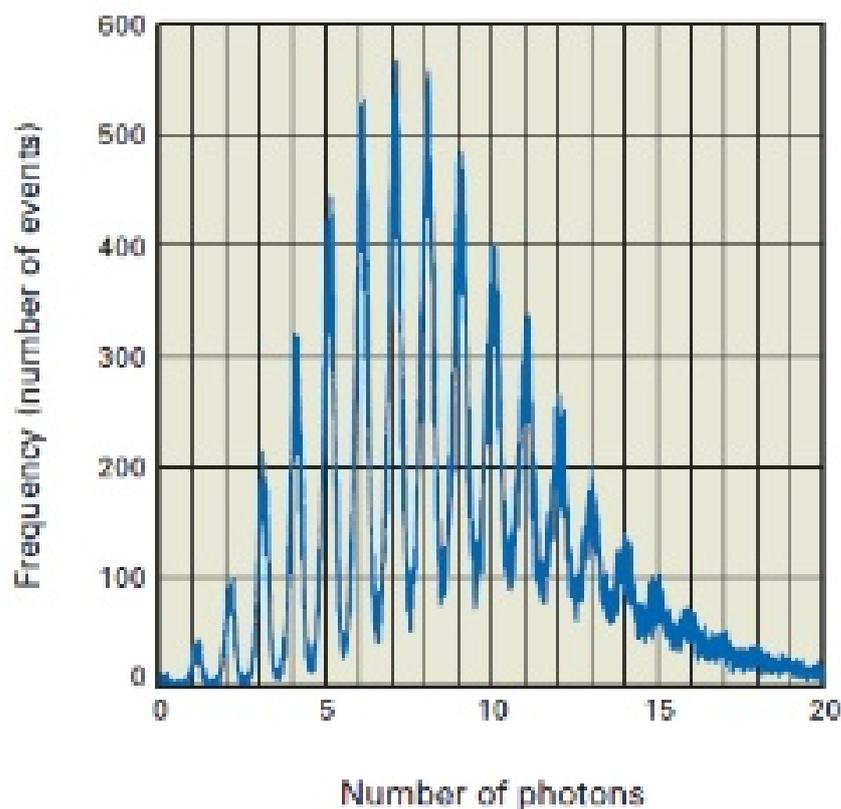


Рисунок 3 – Осциллограмма

где $\langle N_{\text{ячеек}} \rangle$ – среднее число фотонов во вспышке, падающих на фотоприемную площадку, $\langle N_{\text{фотонов}} \rangle$ – среднее число ячеек SiPM, сработавших от вспышки.

Эффективность регистрации ε можно выразить через произведение трех основных независимых друг от друга составляющих [6]:

$$\varepsilon = QE \cdot A \cdot G,$$

где QE – квантовая эффективность р-п-перехода, A – геометрическая эффективность а G – вероятность возникновения гейгеровского разряда.

Важно отметить, что эффективность регистрации света зависит от длины волны регистрируемого излучения.

Временные характеристики SiPM определяются временем развития гейгеровского разряда в ячейке. Собственной характеристикой детектора является разброс времени срабатывания одиночной ячейки SiPMa.

Одной из важнейших характеристик SiPMов является **Коэффициент усиления** (K), который зависит от значения накопленного емкостью ячейки заряда:

$$K = \frac{C_{\text{я}}(U - U_{\text{пр}})}{e}, \quad (1)$$

где $C_{\text{я}}$ – емкость ячейки; $(U - U_{\text{пр}})$ – перенапряжение, e – заряд электрона. Значение емкости ячейки определяется ее площадью и шириной области пространственного заряда. Также стоит отметить, что в отличие от обычных лавинных фотодиодов (ЛФД) зависимость коэффициента усиления SiPMа от перенапряжения является линейной, поэтому требования к стабильности напряжения питания для этих приборов гораздо ниже, чем для ЛФД.

Также необходимо отметить присутствие так называемого **темнового счета**. При рабочем напряжении, приложенном к SiPMу в отсутствие светового воздействия, выходные импульсы по форме и амплитуде соответствуют сигналам сработавших ячеек. Причины их появления – тепловая генерация свободных носителей, генерация носителей в сильном электрическом поле, освобождение носителей, захваченных ловушками в запрещенной зоне при прохождении предыдущих разрядов. Абсолютное значение скорости темнового счета зависит от качества кремния (времени жизни неосновных носителей) и объема, из которого носители могут попадать в область умножения. Типичные значения в рабочем режиме при комнатной температуре составляют 0,5–2 МГц/мм².

1.3 xTDC4

xTDC4 – это обычный time-to-digital преобразователь, в котором записываются временные метки переднего или заднего фронтов цифровых импульсов. [8] xTDC4 производит поток выходных пакетов, каждый из ко-



Рисунок 4 – xTDC4

торых содержит данные из события одиночного запуска, то есть относительные временные метки всех стоп-импульсов, которые происходят в пределах заданного пользователем диапазона.

Свойства платы[8]

- 4 канала с разрешением 13 пс;
- Стандартный диапазон – 218 мкс;
- Расширенный диапазон – 13.975 мкс
- Размер бина ≈ 13 пс;
- Отсутствует мертвое время между группами
- Максимальная начальная частота – 4 МГц;
- PCIe 1.1 x1 с пропускной способностью 200 Мбит/с.

Входы и разъемы платы

Плата может быть установлена в любой слот X1 PCIe. Входы платы изображены на Рисунке 5. Для входного подключения используются соединительные кабели Lemo-00. Входы подключены к переменному току и имеют сопротивление в 50 Ом (схема изображена на Рисунке 6. Активная нагрузка может быть использовано для генерации импульсов постоянного тока для автоматического внутреннего срабатывания и управления внешними устройствами.

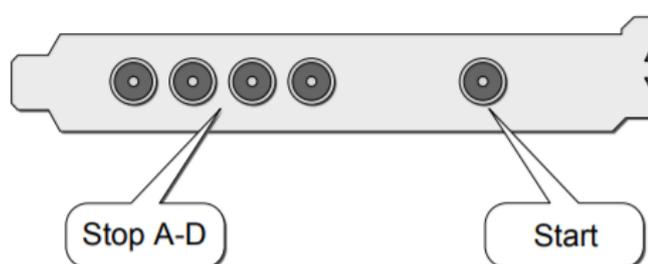


Рисунок 5 – Входные разъемы xTDC4

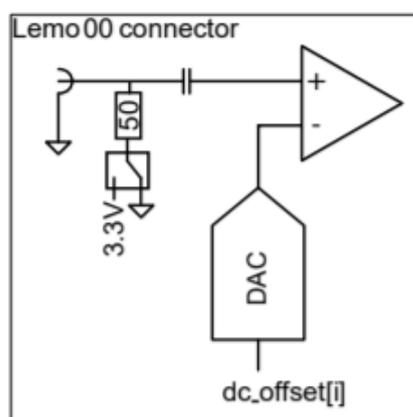


Рисунок 6 – Входная схема для каждого из пяти входных каналов

Функционал платы

xTDC4 – это «классический» TDC (time-to-digital converter), то есть формально он определяет временной интервал между событиями. xTDC4 записывает разницу во времени между входом «Start» и стоп- входами («A»-«D»). Каждый стоп-канал «A»-«D» может быть включен индивидуально.

Точность полученных временных меток составляет около 8 пс. Для надежного обнаружения «попаданий» сигнал должен быть стабильным в течение не менее 500 пс до и после фронта. Между несколькими попаданиями по стоп-каналу мертвое время составляет около 5 нс. В течение этого мертвого времени дальнейшие хиты на стоп-канале сообщаются только с грубой временной меткой. Максимальная частота срабатывания на стартовом канале составляет 4 МГц.

2 Выполнение

2.1 Работа с xTDC4

Подготовка

Изначально необходимо было подключить плату к материнской плате компьютера, с помощью шины PCIe. В дальнейшем были скачаны и установлены драйверы для платы и программы, используемые для работы с ней[9]. После установки были доступны программы для обновления драйверов, для калибровки и для записи считанных данных в файл. Функционал первых двух программ понятен, оставалось разобраться в сути записываемых данных.

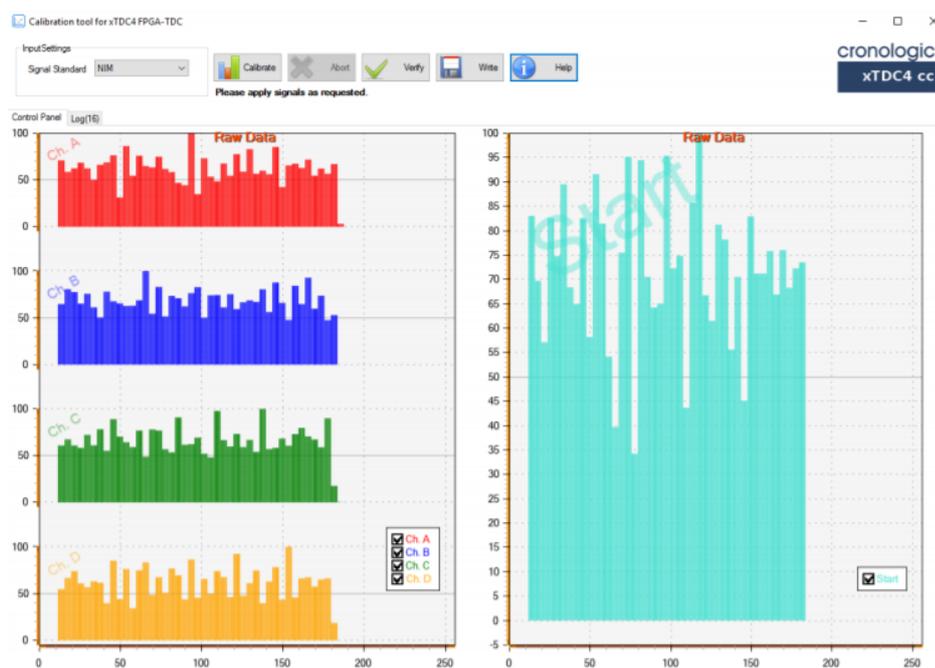


Рисунок 7 – Программа для калибровки

Для измерения был использован генератор триггерного сигнала, который работал в двух режимах: высокочастотном и низкочастотном. Осциллограммы различных импульсов с генератора, используемые в дальнейшей работе, представлены ниже. На первой осциллограмме (Рисунок 8) представлена форма самого импульса, а также на ней видна длительность импульса (≈ 120 нс).

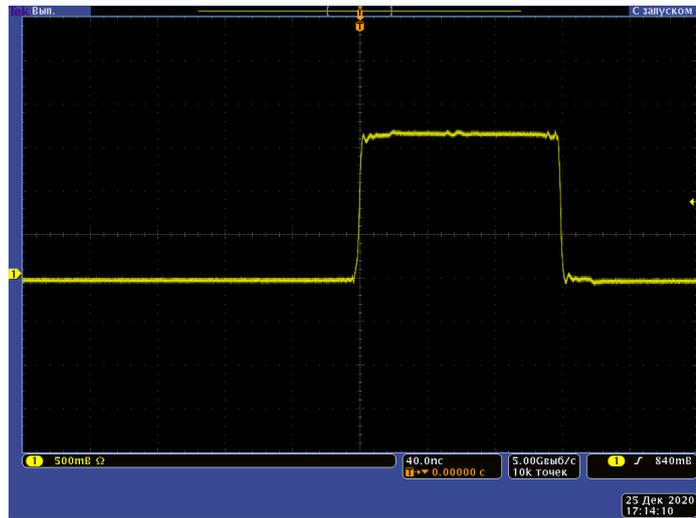


Рисунок 8 – Импульс

Также с помощью осциллографа определили время между импульсами для двух режимов работы генератора ($T_{\text{выс}} \approx 20$ мкс, $T_{\text{низк}} \approx 2.5$ мс).

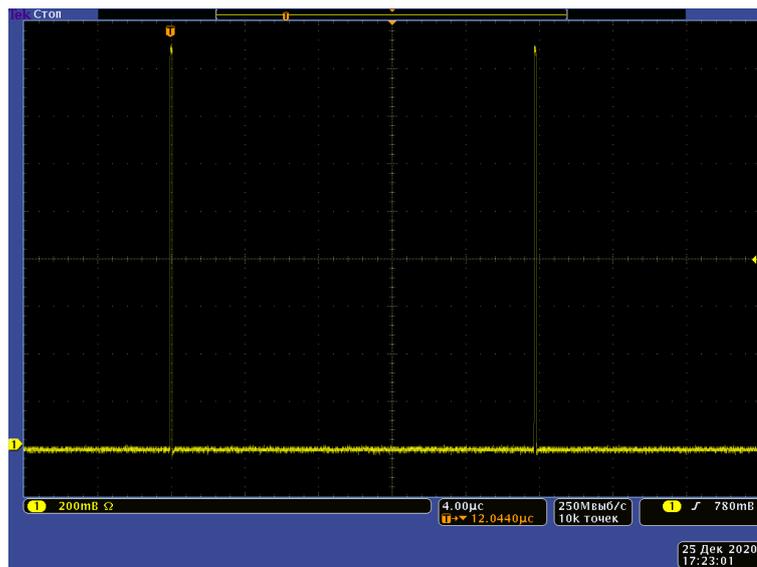


Рисунок 9 – Высокочастотный сигнал

На рисунках 10 и 11 представлены импульсы сигналов, полученных с двух проводов разной длины, а следовательно имела задержка между импульсами, которую несложно определить по осциллографу (в данном случае ≈ 5 нс). Измерялась задержка времени, которую в дальнейшем необходимо было сопоставить с задержкой, полученной с помощью платы xTDC4.

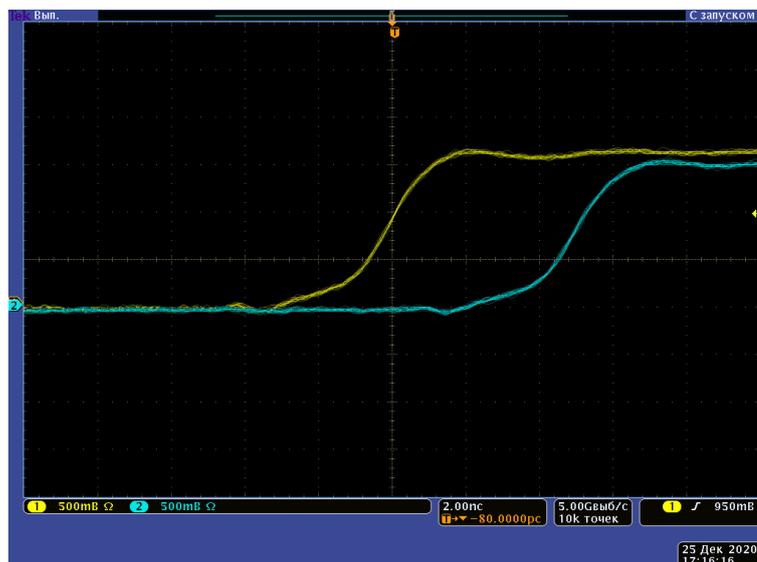


Рисунок 10 – Сигнал с двух проводов

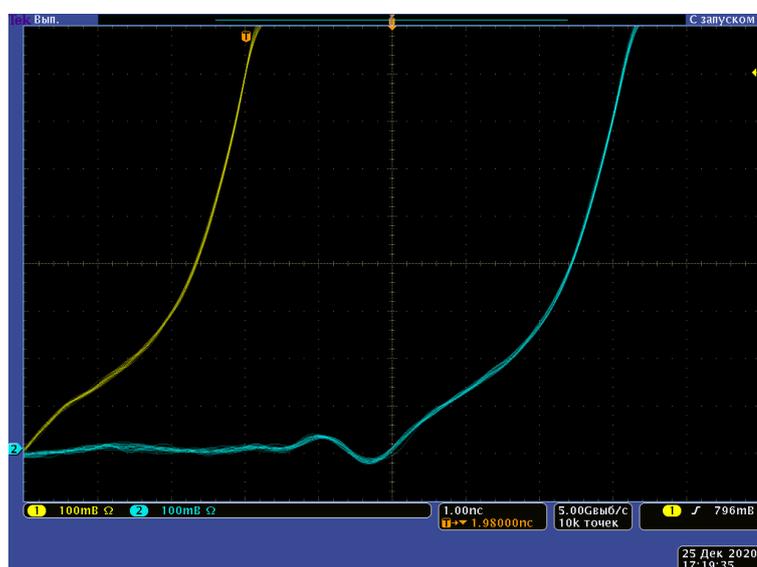


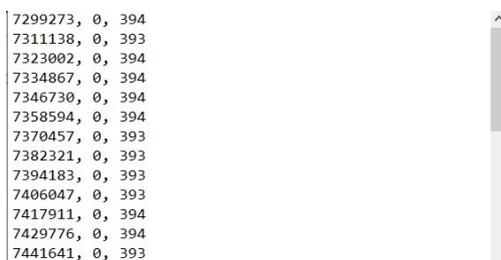
Рисунок 11 – Сигнал с двух проводов

Получение данных

Измерив время задержки и получив данные, предполагалось получить точно такие же значения после работы с xTDC4. Провода с разной длиной подключались ко входу «Start» и к одному из выходов «А», «В», «С» и «D». Однако данных сначала не было вообще - программа выдавала ошибку «No data» (которая в дальнейшем встречалась регулярно). Решением и первым важным выводом оказалась необходимость подключать ко входу «Start» провода меньшей длины, чем к выходам «А» - «D», хотя изначально

предполагалось, что данные должны быть в обоих случаях.

После калибровки и запуска программы вывода данных (указав количество измерений и тип выводимых данных) был получен файл, фрагмент которого изображен на Рисунке 12.



7299273, 0, 394
7311138, 0, 393
7323002, 0, 394
7334867, 0, 394
7346730, 0, 394
7358594, 0, 394
7370457, 0, 393
7382321, 0, 393
7394183, 0, 393
7406047, 0, 393
7417911, 0, 394
7429776, 0, 394
7441641, 0, 393

Рисунок 12 – Результат работы платы

Второй столбик - индекс выхода, к которому подключали в конкретном случае один из проводов (Индексация с 0 до 3 включительно, соответственно «А» \equiv 0 и т.д.).

В одном из столбцов планировалось получить значение задержки, между двумя сигналами, однако, как видно, нигде нет значения, даже близко похожего на значение задержки, полученного на осциллограмме (Рисунок 10). Как оказалось, третий столбец - отношение времени задержки к разрешению канала (размеру бина). То есть, для первой строки:

$$394 \cdot 13 = 5122 \text{ пс} \approx 5 \text{ нс},$$

что соответствует результату, полученному на осциллографе.

Первый столбец - некоторое внутреннее время. Время между двумя импульсами, деленное на разницу между двумя соседними строками:

$$20 : (7311138 - 7299273) \approx 1.68 \text{ нс}.$$

Для низкочастотного импульса получается значение ≈ 1.65 нс. Значения почти идентичны и являются некоторой внутренней константой.

Результат измерения, при включении низкочастотного режима представлен на Рисунке 13

```

13207486, 0, 395, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
14775706, 0, 395, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
16343925, 0, 395, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
17912097, 0, 395, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
19480298, 0, 395, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
21048487, 0, 396, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
22616676, 0, 395, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
24184875, 0, 396, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
25753006, 0, 396, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
27321140, 0, 395, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
28889343, 0, 394, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
30457536, 0, 394, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
32025648, 0, 395, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
33593865, 0, 394, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0,
35162015, 0, 396, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0, 15, 0.

```

Рисунок 13 – Результат работы платы

Помимо известных данных присутствуют еще некоторые столбцы с отсутствием реальных значений. Оказалось это так называемый «15-ый канал» – номер канала, который выводится с нулевым значением при отсутствии входных сигналов или отрицательном времени задержки.

С помощью полученных данных построены гистограммы, которые в дальнейшем были фитированы, с помощью распределения Гаусса.

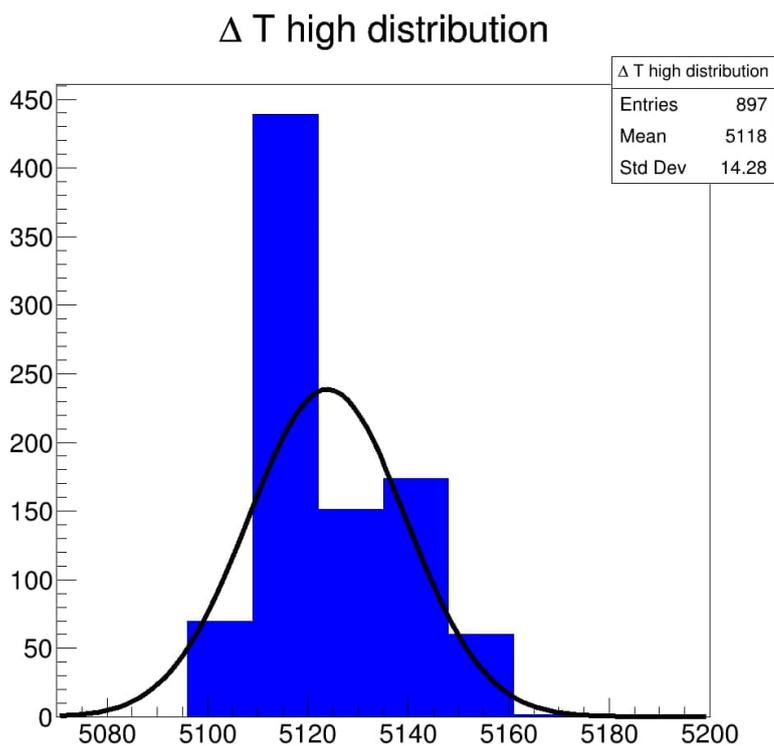


Рисунок 14 – Высокочастотный режим

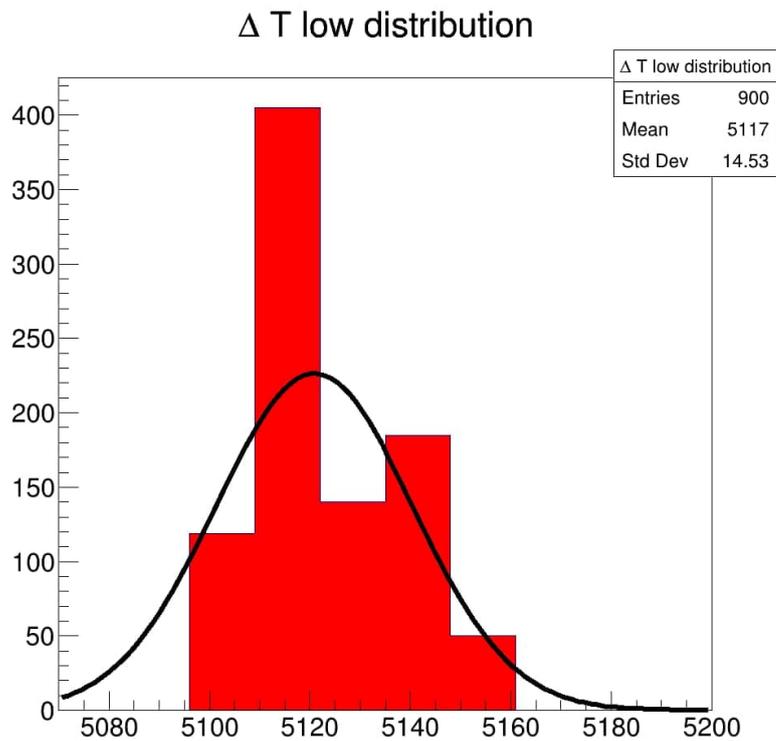


Рисунок 15 – Низкочастотный режим

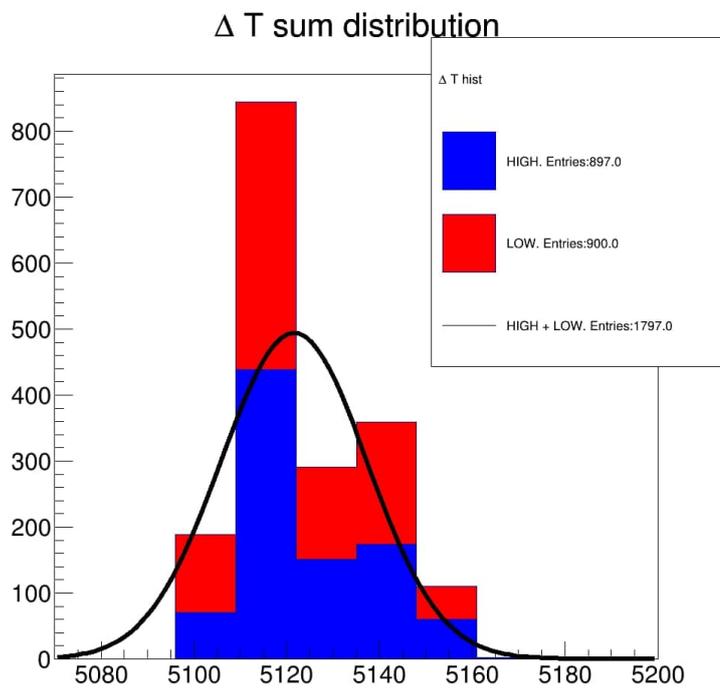


Рисунок 16 – Суммарный результат

Параметры получились следующие:

$$\mu_{high} = 5.123 \quad \mu_{low} = 5.121 \quad \mu_{sum} = 5.122$$

$$\sigma_{high} = 0.016 \quad \sigma_{low} = 0.019 \quad \sigma_{sum} = 0.016,$$

однако по критерию Пирсона гипотеза, о том, что наши данные подчиняются распределению Гаусса, не принимается.

Выяснить, почему при низкочастотном режиме, помимо имеющихся данных, программа выводит отсутствие некоторых данных выяснить не удалось, так же как и не было возможности провести измерения с сцинтилляторами и SiPM.

В дальнейшем планируется провести временные измерения и сделать выводы о возможности применения фторида бария в ПЭТ.

2.2 Моделирование в GEANT4

Для моделирования установки, с помощью которой в дальнейшем будут проводиться измерения, был использован Geant4 – инструментарий для моделирования прохождения частиц через материю.

Геометрия детектора

Конструкция представляет собой два параллельных стержня фторида бария, расположенных на расстоянии 10 см. К концам стержней вплотную прилегают кремниевые фотоумножители (SiPMы). Стержни также обернуты майларом.

```
293 G4Material* scint_mat = nist->FindOrBuildMaterial("G4_BARIUM_FLUORIDE");
294 scint_mat->SetMaterialPropertiesTable(myMPT1);
295 G4ThreeVector pos_sc1 = G4ThreeVector(0, 0.*cm, 5.*cm);
296
297 G4double scint_dr = 0.5*cm;
298 G4double scint_dz = 75*mm;
299 G4RotationMatrix* rot = new G4RotationMatrix();
300 rot->rotateY(90.*deg);
301
302 G4Tubs* scintShape =
303     new G4Tubs("Scintillator", 0., scint_dr, scint_dz, 0., 2*M_PI*rad);
304
305
306
307 G4LogicalVolume* logicShapeSc =
308     new G4LogicalVolume(scintShape,           //Форма
309                         scint_mat,           //Материал
310                         "Scintillator");     //Имя
311
312 new G4PVPlacement(rot,                       //Поворот
313                   pos_sc1,                   //Расположение
314                   logicShapeSc,              //Собственный логический объем
315                   "Scintillator",           //Имя
316                   logicWorld,                //Родительский логический объем
317                   false,                     //без булевых операций
318                   0,                          //Количество копий
319                   checkOverlaps);           //Проверка пересечений пространств
320
321 //
322 fScoringVolume = logicShapeSc;
323
324 // Mylar 1
325
326 G4double mylar_z = 75*mm;
327 G4double mylar_R = 5.02*mm;
328 G4double mylar_r = 5*mm;
329
330 G4VSolid* mylarS = new G4Tubs("Mylar1", mylar_r, mylar_R, mylar_z, 0., 2*M_PI*rad);
331
332 G4LogicalVolume* mylarLV;
333 G4VPhysicalVolume* mylarPV;
334
```

Рисунок 17 – Описание геометрии детектора и майлара

Также учтены необходимые характеристики для материалов, в частности коэффициент отражения для майлара и показатель преломления для BaF_2 .

$$\beta_{ml} = 90\% \quad n = 1.46$$

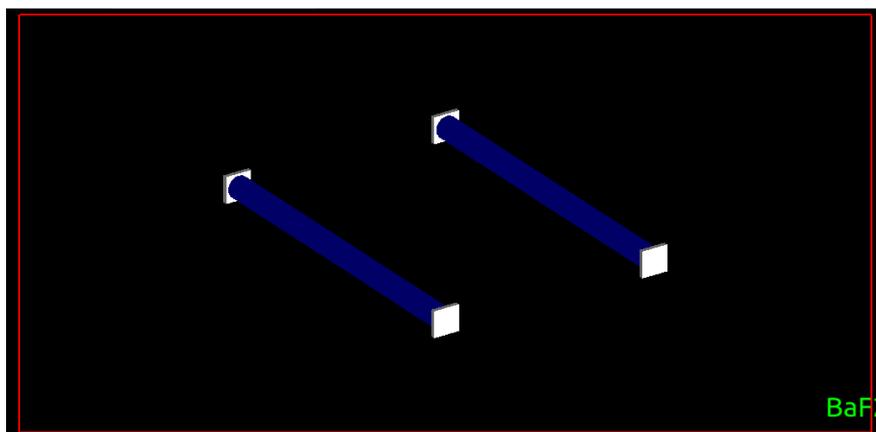


Рисунок 18 – Детектор

Генерация частиц

Источник частиц изначально расположен в центре установки. Запускаемые частицы - гамма кванты.

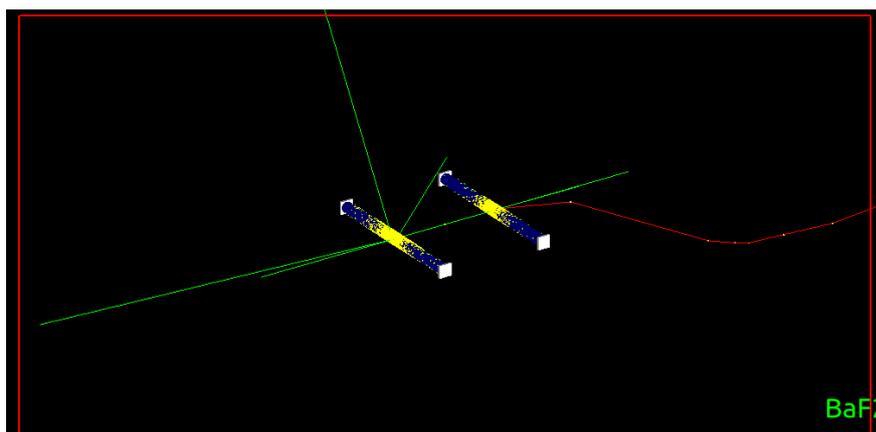


Рисунок 19 – Запуск частиц

При взаимодействии фотонов с SiPM гистограммы в root-файле заполняются неточно, и данные, полученные таким образом, неполны и ошибочны. В дальнейшем необходимо разобраться в причине ошибки записи данных и смоделировать детектирование для различных положений источника.

3 Заключение

В ходе работы были изучены характеристики сцинтилляторов, SiPMов, получены навыки работы с платой xTDC4 для дальнейше сборки установки и определения с ее помощью эффективности использования BaF_2 во времяпролетных ПЭТ. Задача на будущее – провести измерения с имеющейся установкой.

Также была смоделирована установка в Geant4 и начато моделирование измерения временных задержек, чтобы в дальнейшем, получив экспериментальные результаты, сопоставить их, и затем придти к выводу об эффективности использования BaF_2 во времяпролетных ПЭТ.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Geant4: a simulation toolkit, url:<https://geant4.web.cern.ch/>.
2. *Шендрюк Р. Ю.* Введение в физику высоких энергий. Введение в физику сцинтилляторов. т. 105. — Мир, 2013.
3. *Перкинс Д.* Введение в физику высоких энергий. — Мир, 1975. — с. 71—73.
4. *Gundacker Stefan T. R. M.* Experimental time resolution limits of modern SiPMs and TOF-PET detectors exploring different scintillators and Cherenkov emission // *Physics in Medicine & Biology*. — 2020.
5. *Климанов В. А.* Ядерная медицина. Радионуклидная диагностика// Учебное пособие для академического бакалавриата. т. 307. — Юрайт, 2019.
6. *Клемин С. Кузнецов Ю. Ф. Л.* Кремниевый фотоэлектронный умножитель // *ЭЛЕКТРОНИКА: Наука, Технология, Бизнес*. — 2007. — авг. — с. 80—86.
7. Кремниевые фотоумножители, url:<http://www.azimp.ru/articles/tech/100/>.
8. *GmbH & Co. KG cronologic.* xTDC4 User Guide : tech. rep. — 11/2019. — P. 29.
9. xTDC4-PCIe, url:<https://www.cronologic.de/timemeasurement/tdc/xtdc4/>.